



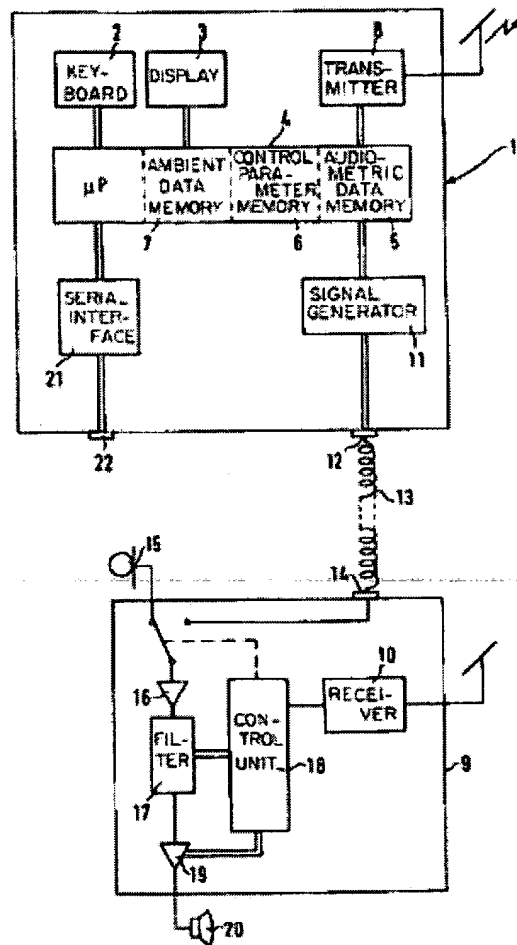
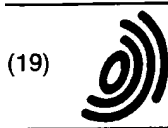


Bibliographic data	Description	Claims	Mosaics	Original document	INPADOC LEGAL status
Patent number: EP0689755					Also published as:  WO9422276 (A1)  US5710819 (A1)  DE4308157 (A1)  EP0689755 (B1)
Publication date: 1996-01-03					
Inventor: TOPHOLM JAN (DK); WESTERMANN SOREN (DK)					
Applicant: TOEPHOLM & WESTERMANN (DK)					
Classification:					
- international: H04R25/00; H04R25/02					
- european:					
Application number: EP19940906176 19940129					
Priority number(s): DE19934308157 19930315; WO1994EP00261 19940129					
View INPADOC patent family					
Abstract not available for EP0689755 Abstract of correspondent: US5710819					

PCT No. PCT/EP94/00261 Sec. 371
 Date May 10, 1995 Sec. 102(e) Date
 May 10, 1995 PCT Filed Jan. 29,
 1994 PCT Pub. No. WO94/22276
 PCT Pub. Date Sep. 29, 1994 In a
 remotely controllable, especially
 remote-control-programmable
 heating aid with an external control
 device (1) with a keyboard (2),
 display device (3) and a data
 processing device (4) and also a
 hearing aid (9) controllable by the
 control device (1), in the control
 device there is a signal generator
 (11) actuable and controllable via
 the keyboard (2) and the data
 processing device (4). This generator
 is releasably connected by a cable
 (12, 13, 14) to the heating aid so
 that the control device (1) can be used
 together with a heating aid to
 determine the hearing curve or, in
 general, the audiometric values of
 the wearer of the hearing aid in real
 conditions.





Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



(11) **EP 0 689 755 B1**

(12)

EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des
Hinweises auf die Patenterteilung:
25.09.1996 Patentblatt 1996/39

(51) Int Cl.⁶: **H04R 25/00, H04R 25/02**

(86) Internationale Anmeldenummer:
PCT/EP94/00261

(21) Anmeldenummer: **94906176.6**

(87) Internationale Veröffentlichungsnummer:
WO 94/22276 (29.09.1994 Gazette 1994/22)

(22) Anmeldetag: **29.01.1994**

(54) **FERNSTEUERBARES, INSBESONDERE PROGRAMMIERBARES HÖRGERÄTESYSTEM**
REMOTELY CONTROLLED, ESPECIALLY REMOTELY PROGRAMMABLE HEARING AID SYSTEM
SYSTEME D'APPAREIL AUDITIF TELECOMMANDE ET, PLUS PARTICULIEREMENT,
TELEPROGRAMMABLE

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT CH DE DK GB LI SE

• **WESTERMANN, Soren**
DK-2900 Hallerup (DK)

(30) Priorität: **15.03.1993 DE 4308157**

(74) Vertreter: **Böhmer, Hans Erich, Dipl.-Ing.**
Keplerstrasse 23
71134 Aidlingen (DE)

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
03.01.1996 Patentblatt 1996/01

(73) Patentinhaber: **TOPHOLM & WESTERMANN APS**
DK-3500 Vaerloese (DK)

(56) Entgegenhaltungen:
EP-A- 0 084 973 EP-A- 0 448 764
DE-U- 8 800 629 DE-U- 9 106 237

(72) Erfinder:
• **TOPHOLM, Jan**
DK-2840 Holte (DK)

EP 0 689 755 B1

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist. (Art. 99(1) Europäisches Patentübereinkommen).

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein fernsteuerbares, insbesondere durch Fernsteuerung auf unterschiedliche Übertragungseigenschaften fernprogrammierbares Hörgerätesystem gemäß dem Oberbegriff des Patentanspruches 1.

Ein derartiges Hörgerätesystem ist beispielsweise aus der DE - A 39 00 588.7 bekannt.

Bei allen bisher bekannten Hörgeräten, seien es Hinter-dem-Ohr-Geräte oder an der Concha zu tragende oder weitgehend in den Ohrkanal einsetzbare Hörgeräte, wird die Ermittlung der Hörkurve normalerweise z.B. durch einen Hörgeräteakustiker mit Hilfe eines Audiometers durchgeführt, wobei dem Patienten Über Kopfhörer Folgen von diskreten Tonsignalen mit auf- und absteigender Folge, jeweils mit stetig ansteigender Amplitude Übermittelt werden, wobei der Patient beim Erreichen der jeweiligen Hörschwelle diese dem Hörgeräteakustiker signalisiert, beispielsweise durch Betätigung eines Tasters.

Dieses Verfahren weist jedoch eine große Unsicherheit des im Übrigen in jedem Fall subjektiven Ergebnisses auf, wobei auch psychologische Einflüsse eine Rolle spielen. Die Hauptursache für die Unsicherheit und Ungenauigkeit des Ergebnisses liegt jedoch zum einen darin, daß bei Ermittlung des Audiogramms oder der Hörkurve normalerweise nie ganz dichte Kopfhörer verwendet werden, während bei Benutzung eines Hörgerätes der Schall dem Ohr Über einen engen Schlauch und eine den Gehörgang nach außen abdichtende Ohrolive oder Über ein entsprechendes Ohrpaßstück bzw. eine entsprechende Otoplastik zugeführt wird, die den Ohrkanal gegen die Außenwelt abdichtend verschließt. D.h. der Schall wird durch ein dünnes Röhrchen in eine oft geschlossene Kammer (ein Restvolumen) vor dem Trommelfell abgegeben.

Die akustischen Eigenschaften dieser Art von Schallübertragung an das Trommelfell sind von denen bei offenem Ohrkanal bei Benutzung von Kopfhörern so stark verschieden, daß bei höheren Frequenzen eine Unsicherheit der ermittelten Werte von bis zu 20 dB erwartet werden kann. Diese Unsicherheit ergibt sich aus der normalerweise durchgeführten Berechnung der gewünschten Verstärkungswerte des Hörgerätes, wenn man dabei von den mit Kopfhörern-ermittelten Werten des Audiogramms ausgeht.

Die der Erfindung zugrunde liegende Aufgabe besteht darin, ein Hörgerätesystem der eingangs genannten Art zu schaffen, mit dem entweder der Hörgeräteakustiker oder der Träger des Hörgerätes selbst eine den wirklichen Verhältnissen wesentlich besser entsprechende Hörkurve ermitteln und gleichzeitig sein Hörgerät darauf einstellen kann, da bei der Ermittlung der Schwellwerte die tatsächlichen Bedingungen beim Tragen des Hörgerätes vorliegen.

Dies wird erfindungsgemäß durch die Merkmale des Patentanspruches 1 erreicht.

Weitere Merkmale der Erfindung sind den weiteren Ansprüchen zu entnehmen.

Die Erfindung wird nunmehr anhand eines Ausführungsbeispiels in Verbindung mit der beigefügten Zeichnung im einzelnen näher erläutert.

In der Zeichnung zeigt

- Fig. 1 ein fernsteuerbares Hörgerätesystem gemäß der Erfindung und
 Fig. 2 eine weitere Ausführungsform des fernsteuerbaren Hörgerätesystems.

In Fig. 1 ist rein schematisch und ohne irgendwelche maßstäblichen Verhältnisse ein fernsteuerbares Hörgerätesystem gezeigt. Dieses System besteht zunächst aus einem externen Steuergerät 1, wie es bereits aus dem Stand der Technik vorbekannt ist. Dieses externe Steuergerät 1 enthält eine Tastatur 2, die mehrere Reihen von Tasten, Druckknöpfen oder dergleichen enthalten kann, sowie eine Anzeigevorrichtung 3, die beispielsweise eine Flüssigkristallanzeige sein kann. Die Tastatur 2 und die Anzeigevorrichtung 3 sind mit einer Daten verarbeitenden Vorrichtung 4 verbunden, die rein schematisch mindestens einen mit uP bezeichneten Mikroprozessor, einen Speicher 5 für audiometrische Daten, einen Steuerparameterspeicher 6 und einen Speicher 7 zur Speicherung von einigen Umgebungssituationen kennzeichnenden Daten oder Parametern enthält. Außerdem enthält das externe Steuergerät 1 noch einen Sender 8, der beispielsweise zur Aussendung von Hochfrequenzsignalen ausgelegt ist, und der mit einer rein schematisch angedeuteten Antenne verbunden ist.

Das ebenfalls rein schematisch angedeutete Hörgerät 9 weist einen zur Aufnahme der vom Sender 8 ausgestrahlten oder übermittelten Signale dienenden Empfänger 10 auf, der eine geeignete Signalverarbeitung bewirkt, die der Steuerung der Übertragungscharakteristik des eigentlichen Hörgerätes dient.

Der wesentlich neue Teil des erfindungsgemäß aufgebauten Hörgerätesystems besteht darin, daß in dem externen Steuergerät ein Signalgenerator 11 vorgesehen ist, der ebenfalls an der Daten verarbeitenden Vorrichtung 4 und insbesondere an deren Speicher 5 für audiometrische Daten angeschlossen ist.

Dieser Signalgenerator 11 ist in der Lage, gesteuert durch die Tastatur, in Verbindung mit der Daten verarbeitenden Vorrichtung und in Verbindung mit entsprechenden Programmen / Algorithmen, Signale aller Art zu erzeugen, vorzugsweise Tonsignale, Rauschsignale, Signalgemische aller Art, einzeln, in beliebiger Folge, in beliebiger Mischung, mit wähl- und steuerbarer Intensität.

Zu diesem Zweck sind in der Tastatur 2 verschiedene Tasten vorgesehen, mit denen die Amplitude, d.h. die Lautstärke der vom Signalgenerator 11 erzeugten Signale kontinuierlich veränderbar ist. Dies kann an der Anzeigevorrichtung 3 überwacht werden.

Das externe Steuergerät 1 weist weiterhin eine lösbare Verbindung zu dem Hörgerät 9 auf. Zu diesem Zweck ist der Signalgenerator 11 mit einer am Gehäuse des externen Steuergerätes 1 angebrachten Ausgangsbuchse 12 für eine Steckverbindung versehen, in die eine flexible Verbindungsleitung 13 eingesteckt werden kann, die an ihrem anderen Ende einen Stecker aufweist, der in eine entsprechende Buchse 14 des Hörgerätes 9 einsetzbar ist. Derartige Buchsen werden auch als Audio-Schuh bezeichnet.

Das Hörgerät 9 weist ferner ein Mikrofon 15, einen Vorverstärker 16 und eine vorzugsweise digital steuerbare Filterschaltung 17 auf, die ebenfalls vorzugsweise aus einer Reihe von derartigen Filtern, sei es in einkanaliger Ausführung oder in mehrkanaliger Ausführung bestehen kann, die durch eine Steuereinheit 18 steuerbar sind, die eingangsseitig mit dem Ausgang des Empfängers 10 verbunden ist. Am Ausgang der Filterschaltung 17 ist ein Ausgangsverstärker 19 vorgesehen, der ebenfalls durch die Steuereinheit 18, vorzugsweise digital, in seiner Lautstärke steuerbar ist. An dem Ausgangsverstärker 19 ist ein Ausgangswandler 20 angeschlossen, der vorzugsweise, aber nicht notwendigerweise, ein elektroakustischer Wandler ist.

Diese neuartige Schaltungsanordnung arbeitet nun wie folgt:

Der Träger eines entweder hinter dem Ohr zu tragenden oder über ein Ohrpaßstück mit dem Ohrkanal in Verbindung stehenden Hörgerätes oder eines Conchagerätes oder eines unmittelbar in den Ohrkanal einsetzbaren Gerätes, oder aber ein Hörgeräteakustiker kann über die Tastatur unter Mitwirkung der Daten verarbeitenden Vorrichtung 4 den Signalgenerator 11 zur Abgabe von akustischen Signalen steuern, d.h. Signalen, die über einen elektroakustischen Wandler hörbar gemacht werden können. Die Abgabe der Signale durch den Signalgenerator 11 kann an der Anzeigevorrichtung 3 überwacht werden, insbesondere die jeweilige Frequenz oder das jeweilige Signal oder Frequenzgemisch sowie dessen zu- oder abnehmende Lautstärke. Andere als sinusförmige Signale könnten beispielsweise durch willkürlich zu wählende Symbole auf der Anzeigevorrichtung dargestellt werden.

Ohne auf die vielfältigen Möglichkeiten zur Erzeugung der unterschiedlichsten Signale durch den Signalgenerator 11 näher einzugehen, soll die bisher übliche Ermittlung einer Hörkurve oder eines Audiogramms mit dem neuen Gerät beschrieben werden.

Durch Betätigung entsprechender Tasten der Tastatur 2 wird bewirkt, daß der Signalgenerator 11 eine Folge von z.B. sinusförmigen Signalen im Hörfrequenzbereich erzeugt.

Die so erzeugten Tonsignale gelangen dabei gleichzeitig über die Stecker-Kabelverbindung 12, 13, 14 an das Hörgerät. In diesem Hörgerät 9 ist rein schematisch ein Schalter angedeutet, mit dem eine Umschaltung von dem Audioeingang auf den Vorverstärker 16 möglich ist, während gleichzeitig das Mikrofon 15

stillgelegt ist. Dazu gibt es technisch verschiedene Möglichkeiten, auf die im einzelnen nicht näher eingegangen werden soll, da diese nicht zur Erfindung gehören. In jedem Fall soll dabei über die Kabelverbindung 12, 13, 14 bewirkt werden, daß beim Auftreten von Tonsignalen an dieser Kabelverbindung das Mikrofon nicht wirksam ist.

Bei diesem an sich bekannten Verfahren zur Ermittlung eines Audiogramms wird die Amplitude eines jeden der Signale so lange zunächst mit zunehmender Lautstärke verändert bis der Träger des Hörgerätes das Signal wahrnimmt oder bei wieder abnehmender Lautstärke nicht mehr wahrnimmt und damit entweder selbst oder durch den Hörgeräteakustiker über die Tastatur 2 bewirkt, daß diese Signalamplitude in digitaler Form, d. h. z.B. in Form von Zahlwerten in dem Speicher 5 für audiometrische Daten abgespeichert wird. Man geht dabei normalerweise so vor, daß eine ganz bestimmte Folge von Signalen nacheinander in ansteigender Form, d.h. in ansteigenden Frequenzen oder Frequenzbereichen und danach in absteigender Form erzeugt wird. Dies ist notwendig, um Zufälligkeiten und subjektive Einflüsse bei der Ermittlung der Hörschwelle des Trägers nach Möglichkeit auszuschalten.

Wie bereits erwähnt, kann der Signalgenerator auch zur Erzeugung anderer Signale, insbesondere aber von Signalgemischen verwendet werden, um beispielsweise Folgen von über den gesamten Bereich oder nur über Teilbereiche gestörten Tonsignalen zu simulieren. Auf diese Weise lassen sich dann auch Anpassungen an gestörte Verhältnisse durchführen.

Die so ermittelte und codiert, beispielsweise digital gespeicherte Hörkurve kann dann über die Tastatur 2 abgerufen werden, worauf aus dieser Hörkurve die entsprechenden Steuerparameter für das Hörgerät mittels vorgegebener mathematischer Operationen berechnet werden können, die dann im Steuerparameterspeicher 6 gespeichert werden. Zur Übertragung an das Hörgerät 9 können dann über die Tastatur 2 diese Steuerparameter mittels des Senders 8 an das Hörgerät 9 übertragen werden, dessen Empfänger 10 zusammen mit der Steuereinheit 18 dann die Übertragungscharakteristik des Hörgerätes zwischen Mikrofon 15 und dem Ausgangswandler 20 steuert.

Nur der Vollständigkeit halber sei erwähnt, daß dieses externe Steuergerät 1 auch einen Speicher 7 für Daten oder Kennwerte unterschiedlicher Umgebungssituationen enthalten kann. Dies ermöglicht eine Steuerung des Hörgerätes 9 über die Tastatur 2 in der Weise, daß aus den im Steuerparameterspeicher 6 enthaltenen, aus dem Audiogramm abgeleiteten Steuerparametern und aus den im Speicher 7 enthaltenen Daten oder Datengruppen für Umgebungssituationen entsprechende Steuerparameter zur Steuerung des Hörgerätes 9 ableitbar sind.

D.h. mit anderen Worten, daß in diesem Fall überhaupt kein Speicher für die Parameter für Umgebungssituationen vorhanden sein muß, sondern nur ein Da-

tenspeicher für unterschiedliche Umgebungssituationen.

Jedesmal, wenn das Hörgerät auf die Normalübertragung eingestellt werden soll, werden mit Hilfe vorgegebener mathematischer Operationen aus den audiometrischen Daten im Speicher 5 Steuerparameter für diese Übertragungscharakteristik ermittelt und im Steuerparameterspeicher 6 abgelegt, sowie von dort über den Sender 8 an das Hörgerät 9 übertragen.

Soll das Hörgerät auf eine Übertragungscharakteristik für eine der Umgebungssituationen eingestellt werden, dann werden die audiometrischen Daten aus dem Audiogrammspeicher 5 und die entsprechenden Werte für die Umgebungssituation mittels vorgegebener mathematischer Operationen zu neuen Steuerparametern modifiziert, die im Steuerparameterspeicher 6 gespeichert und über den Sender 8 an das Hörgerät 9 übertragen werden.

In Fig. 1 ist außerdem noch eine serielle Schnittstelle 21 vorgesehen, die über einen Stecker 22 mit einem externen Computer verbunden werden kann, und intern an der Daten verarbeitenden Vorrichtung angeschlossen ist. Diese serielle Schnittstelle 21 kann beispielsweise zur Speicherung von gemessenen Daten/ Parametern in der Datenbank eines Rechners verwendet werden. Außerdem läßt sich diese Schnittstelle auch für die Speicherung von verschiedene Umgebungssituationen kennzeichnende Parameter im Speicher 7 benutzen. Schließlich läßt sich über diese Schnittstelle die gesamte Funktionsvielfalt dieses externen Fernsteuergerätes steuern, so daß alle Abläufe und Operationen über die Tastatur eines an der Schnittstelle 21 angeschlossenen Computers steuerbar sind.

Diese Art der Steuerung hat den Vorzug, daß das Audiogramm selbst in digitaler Form im Speicher 5 erhalten bleibt und jederzeit über die Tastatur 2 wieder abgefragt werden kann, beispielsweise über die serielle Schnittstelle 21 ausgelesen und an eine externe Datenverarbeitungsanlage abgegeben werden kann.

Das in Fig. 2 dargestellte externe Steuergerät weist zusätzlich einen weiteren Stecker 23 auf, der mit einem Meßverstärker 24 verbunden ist, dessen Ausgang über einen Analog-Digitalwandler 25 mit der Daten verarbeitenden Vorrichtung 4 verbunden ist. Der Stecker 23 dient dem Anschluß eines (nicht gezeigten) Kabels, das zu einem kleinen Probemikrophon führt, das in das Restvolumen zwischen Ohrpaßstück bzw. Otoplastik und Trommelfell eingeführt wird und zum Messen des in diesem Restvolumen erzeugten Schalldruckes dient. Dies ist eine sehr interessante Ergänzung für dieses externe Steuergerät, da damit die Verhältnisse innerhalb dieses Restvolumens unter Verwendung der durch den Signalgenerator 11 erzeugten Signale noch genauer ermittelt werden können. Insofern dient also diese Erweiterung ebenfalls einer noch besseren und noch genaueren Ermittlung der Hörkurve oder des Audiogrammes des Hörgeräteträgers.

Durch die Erfindung wurde somit ein externes Steu-

ergerät für ein fernsteuerbares, durch Fernsteuerung auf seine Übertragungseigenschaften fernprogrammierbares Hörgerätesystem geschaffen, mit dem nicht nur unter verschiedensten Aspekten die Ersteinstellung eines Hörgerätes ermittelt werden kann, sondern auch, falls erforderlich, zu einem späteren Zeitpunkt bei einer Veränderung der Hörsituation des Trägers das Gerät entsprechend angepaßt werden kann. Prinzipiell ist aber die Ersteinstellung des Gerätes besonders einfach durchzuführen. Dabei ist vor allem wichtig, daß das im Speicher 5 liegende Audiogramm immer erhalten bleibt bis es durch ein neues Audiogramm ersetzt wird.

15 Patentansprüche

1. Fernsteuerbares, insbesondere durch Fernsteuerung auf seine Übertragungseigenschaften fernprogrammierbares Hörgerätesystem, bestehend aus einem externen Steuergerät (1) mit einer Tastatur (2) für Eingabe- und Steuerfunktionen und einer Anzeigevorrichtung (3) zur Bedienerführung sowie mit einer Daten verarbeitenden Vorrichtung (4) mit zugeordneten Programmspeichern und Datenspeichern sowie mit einem Sender (8) für die drahtlose Übertragung von Gruppen von Steuerparametern an ein mit einem Empfänger (10) sowie weiteren Signalverarbeitungsschaltungen versehenes Hörgerät (9), gekennzeichnet durch einen in dem Steuergerät (1) enthaltenen, durch die Daten verarbeitende Vorrichtung (4) steuerbaren Signalgenerator (11), zur Erzeugung von im wesentlichen im Hörfrequenzbereich liegenden Signalen und mit einer lösbaren, leitenden Verbindung (12, 13, 14) zwischen dem Ausgang des Signalgenerators (11) und einem Audioeingang des Hörgerätes, sowie mit einem in dem Steuergerät angeordneten Speicher (5) für audiologische oder audiometrische Daten, welcher Speicher ebenfalls mit der Daten verarbeitenden Vorrichtung (4) operativ verbunden ist.
2. Hörgerätesystem nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Signalgenerator (11) mittels der Tastatur (2) durch die Daten verarbeitende Vorrichtung (4) in Verbindung mit entsprechenden Programmen/ Algorithmen zur Erzeugung und Abgabe von Tonsignalen, Rauschsignalen, Signalgemischen aller Art, einzeln, in beliebiger Folge, in beliebiger Mischung, mit wähl- und steuerbarer Intensität betätigbar ist.
3. Hörgerätesystem nach Anspruch 1 und 2, dadurch gekennzeichnet, daß die jeweils ermittelten Intensitätswerte oder Amplituden der vom Signalgenerator (11) erzeugten und an das Hörgerät (9) über die leitende Verbindung (12, 13, 14) abgegebenen Signale über die Tastatur (2) unmittelbar als audiologische oder audiometrische Daten in dem Spei-

- cher (5) abspeicherbar sind, und daß aus diesen Daten mittels vorgegebener mathematischer Operationen Gruppen von Steuerparametern für die Steuerung der Übertragungscharakteristik des Hörgerätes ermittelbar und in einem Steuerparameterspeicher (6) speicherbar sind.
4. Hörgerätesystem nach Anspruch 1 und 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Intensitätswerte oder Amplituden der vom Signalgenerator (11) erzeugten und an das Hörgerät (9) abgegebenen Signale einzeln, über die Tastatur (2) gesteuert, jeweils unmittelbar mittels vorgegebener mathematischer Operationen in eine entsprechende Gruppe von Steuerparametern für die Steuerung der Übertragungscharakteristik des Hörgerätes ermittelbar und in dem Steuerparameterspeicher (6) speicherbar sind.
5. Hörgerätesystem nach Anspruch 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß außer dem die audiometrischen Daten speichernden ersten Speicher (5) und dem Steuerparameterspeicher (6) ein dritter Speicher (7) für die Aufnahme, Speicherung und Wiedergabe von unterschiedliche Umgebungssituationen kennzeichnenden Daten vorgesehen ist, und daß durch die Daten verarbeitende Vorrichtung aus den gespeicherten audiometrischen Daten und den die Umgebungssituationen kennzeichnenden Daten mittels vorgegebener mathematischer Operationen Gruppen von Steuerparametern zur Einstellung von Übertragungseigenschaften des Hörgerätes (9) ermittelbar sind.
6. Hörgerätesystem nach Anspruch 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß in dem externen Steuergerät (1) als Daten verarbeitende Vorrichtung (4) ein Mikroprozessor vorgesehen ist, der mit der Tastatur (2) und der Anzeigevorrichtung (3), dem Speicher (5) für die audiometrischen Daten, dem Steuerparameterspeicher (6), dem Speicher (7) für unterschiedliche Umgebungssituationen kennzeichnende Daten, mit dem Signalgenerator (11) und mit dem Sender (8) verbunden ist.
7. Hörgerätesystem nach Anspruch 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß der Speicher für die audiometrischen Daten, der Speicher für die Steuerparameter und der Speicher für die verschiedene Umgebungssituationen kennzeichnende Daten sowie ein Speicher für die die mathematischen Operationen steuernden Algorithmen / Programme in dem Mikroprozessor integriert sind.
8. Hörgerätesystem nach Anspruch 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß in dem externen Steuergerät (1) eine serielle Schnittstellenschaltung (21) vorgesehen ist, die über einen Anschluß (22) anschaltbar

und im Steuergerät mit dem Mikroprozessor verbunden ist.

9. Hörgerätesystem nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das externe Steuergerät (1) einen weiteren Eingang (23) enthält, der über einen Meßverstärker (24) und einen Analog/Digitalwandler (25) mit der Daten verarbeitenden Vorrichtung (4) verbunden ist, und daß ein damit über ein Kabel anschließbares Miniaturmikrophon vorgesehen ist, mit dessen Hilfe der in dem Restvolumen zwischen einem Ohrpaßstück, einer Otoplastik oder einem im Ohrkanal eingesetzten Hörgerät und dem Trommelfell auftretende Schalldruck meßbar, an das externe Steuergerät übertragbar und dort speicherbar ist.

Claims

1. Remotely controllable hearing aid system, especially with remote-control-programmable transmission characteristics, consisting of an external control device (1) with a keyboard (2) for input and control functions and a display device (3) for operator prompting, with a data processing device (4) with assigned program memories and data memories, and with a transmitter (8) for wireless transmission of control parameter groups to a hearing aid (9) equipped with a receiver (10) and other signal processing circuits, characterized by a signal generator (11) contained in the control device (1) and controllable by the data processing device (4) for generation of signals located mainly in the audible frequency range, and with a releasable, conductive connection (12, 13, 14) between the output of the signal generator (11) and an audio input of the hearing aid, as well as with a memory (5) for audiological or audiometric data located in the control device, whereby said memory is also operationally connected with the data processing device (4).
2. Hearing aid system in accordance with Claim 1, characterized in that the signal generator (11) can be operated by means of the keyboard (2) through the data processing device (4) in conjunction with corresponding programs/algorithms to generate and output tone signals, noise signals, signal mixtures of all kinds, individually, in arbitrary sequence, in arbitrary mixture and with selectable and controllable intensity.
3. Hearing aid system in accordance with Claims 1 and 2, characterized in that the determined intensity values or amplitudes of the signals generated by the signal generator (11) in each case and output to the hearing aid (9) via the conductive connection (12, 13, 14) can be stored directly as audiological or au-

audiometric data in the memory (5) by means of the keyboard (2), and in that groups of control parameters for controlling the transmission characteristic of the hearing aid can be determined from the data by means of given mathematical operations and stored in a control parameter memory (6).

4. Hearing aid system in accordance with Claims 1 and 2, characterized in that the intensity values or amplitudes of the signals generated by the signal generator (11) and output to the hearing aid (9) can be determined individually, controlled via the keyboard (2), and directly in each case by way of given mathematical operations to obtain a corresponding group of control parameters for controlling the transmission characteristic of the hearing aid and can be stored in the control parameter memory (6).
5. Hearing aid system in accordance with Claims 1 to 4, characterized in that, in addition to the first memory (5) which stores the audiometric data and the control parameter memory (6), a third memory (7) is provided for recording, storing and reproduction of data characteristic of different ambient situations, and in that groups of control parameters for setting the transmission characteristics of the hearing aid (9) can be determined by the data processing device from the stored audiometric data and the data characteristic of the ambient situations by means of given mathematical operations.
6. Hearing aid system in accordance with Claims 1 to 5, characterized in that a microprocessor is provided as the data processing device (4) in the external control device (1) which is connected with the keyboard (2) and the display device (3), the memory (5) for the audiometric data, the control parameter memory (6), the memory (7) for data characteristic of different ambient situations, with the signal generator (11) and with the transmitter (8).
7. Hearing aid system in accordance with Claims 1 to 6, characterized in that the memory for the audiometric data, the memory for the control parameters and the memory for the data characteristic of different ambient situations as well as a memory for the algorithms/programs controlling the mathematical operations are integrated in the microprocessor.
8. Hearing aid system in accordance with Claims 1 to 7, characterized in that a serial interface circuit (21) is provided in the external control device (1) which can be connected via a connection (22) and which is connected with the microprocessor in the control device.
9. Hearing aid system in accordance with Claim 1, characterized in that the external control device (1)

possesses an additional input (23), which is connected with the data processing device (4) via a measuring amplifier (24) and an analog-to-digital converter (25), and in that a miniature microphone connectable via a cable is provided which permits the sound pressure occurring in the residual volume between an ear mold, an otoplasty or a hearing aid fitted in the ear canal and the eardrum to be measured, transmitted to the external control device and stored there.

Revendications

1. Système de prothèse auditive télécommandable, avec en particulier programmation à distance des caractéristiques de transfert par commande à distance, comprenant un appareil de commande externe (1) avec un clavier (2) pour les fonctions d'entrée et de commande et un dispositif d'affichage (3) pour le guidage de l'utilisateur ainsi qu'avec un dispositif de traitement des données (4) avec des mémoires de programmes et des mémoires de données correspondantes de même qu'avec un émetteur (8) pour la transmission sans fil de groupes de paramètres de commande à une prothèse auditive (9) munie d'un récepteur (10) ainsi que d'autres circuits de traitement des signaux, caractérisé par un générateur de signaux (11), contenu dans l'appareil de commande (1), pouvant être commandé par le dispositif de traitement des données (4), pour la production de signaux situés principalement dans la gamme des fréquences audibles et avec une liaison conductrice amovible (12, 13, 14) entre la sortie du générateur de signaux (11) et une entrée audio de la prothèse auditive, ainsi qu'avec une mémoire (5) disposée dans l'appareil de commande pour les données audiolinguistiques ou audiométriques, mémoire également en liaison opérationnelle avec le dispositif de traitement des données (4).
2. Système de prothèse auditive selon la revendication 1, caractérisé en ce que le générateur de signaux (11) peut être actionné au moyen du clavier (2) par le dispositif de traitement des données (4) en liaison avec les programmes/algorithmes correspondants, pour la production et la fourniture de signaux sonores, de signaux de bruit, de mélanges de signaux de tout type, isolément, dans un ordre quelconque, selon un mélange quelconque, avec une intensité pouvant être choisie et commandée.
3. Système de prothèse auditive selon l'une et l'autre des revendications 1 et 2, caractérisé en ce que les intensités ou amplitudes déterminées des signaux générés par le générateur de signaux (11) et transmis à la prothèse auditive (9) par la liaison conductrice (12, 13, 14) peuvent être mises en mémoire

directement comme données audiologiques ou audiométriques dans la mémoire (5), par l'intermédiaire du clavier (2), et en ce que des groupes de paramètres de commande peuvent être déterminés à partir de ces données, à l'aide d'opérations mathématiques spécifiées, pour la commande de la caractéristique de transfert de la prothèse auditive et être mis en mémoire dans une mémoire de paramètres de commande (6).

4. Système de prothèse auditive selon l'une et l'autre des revendications 1 et 2, caractérisé en ce que les intensités ou amplitudes des signaux générés par le générateur de signaux (11) et transmis à la prothèse auditive (9) peuvent être déterminées isolément, par l'intermédiaire du clavier (2), directement au moyen d'opérations mathématiques spécifiées, en un groupe correspondant de paramètres de commande pour la commande de la caractéristique de transfert de la prothèse auditive et mises en mémoire dans la mémoire de paramètres de commande (6).

5. Système de prothèse auditive selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, caractérisé en ce qu'est prévue, outre la première mémoire (5) destinée aux données audiométriques et la mémoire de paramètres de commande (6), une troisième mémoire (7) pour l'enregistrement, la mémorisation et la restitution de données caractéristiques de différentes situations environnantes et en ce que le dispositif de traitement des données peut déterminer, à partir des données audiométriques mises en mémoire et des données caractéristiques des situations environnantes, à l'aide d'opérations mathématiques spécifiées, des groupes de paramètres de commande pour le réglage des caractéristiques de transfert de la prothèse auditive (9).

6. Système de prothèse auditive selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, caractérisé en ce qu'est prévu, dans l'appareil de commande externe (1), comme dispositif de traitement des données (4), un microprocesseur relié au clavier (2) et au dispositif d'affichage (3), à la mémoire (5) pour les données audiométriques, à la mémoire de paramètres de commande (6), à la mémoire (7) pour les données caractéristiques des différentes situations environnantes, au générateur de signaux (11) et à l'émetteur (8).

7. Système de prothèse auditive selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, caractérisé en ce que la mémoire pour les données audiométriques, la mémoire pour les paramètres de commande et la mémoire pour les données caractéristiques des différentes situations environnantes ainsi qu'une mémoire pour les algorithmes / programmes qui com-

mandent les opérations mathématiques, sont intégrées au microprocesseur.

8. Système de prothèse auditive selon l'une quelconque des revendications 1 à 7, caractérisé en ce qu'est prévu, dans l'appareil de commande externe (1), un circuit d'interface sérielle (21) qui peut être connecté par une connexion (22) et qui est relié dans l'appareil de commande au microprocesseur.

9. Système de prothèse auditive selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'appareil de commande externe (1) possède une autre entrée (23) reliée au dispositif de traitement des données (4) par un amplificateur de mesure (24) et un convertisseur analogique/numérique (25) et en ce qu'est prévu un microphone miniature pouvant y être relié par un câble, à l'aide duquel la pression acoustique produite dans le volume restant entre une pièce d'ajustement, une otoplastie ou une prothèse auditive implantée dans le conduit auditif et le tympan peut être mesurée, transmise à l'appareil de commande externe et mise en mémoire dans celui-ci.

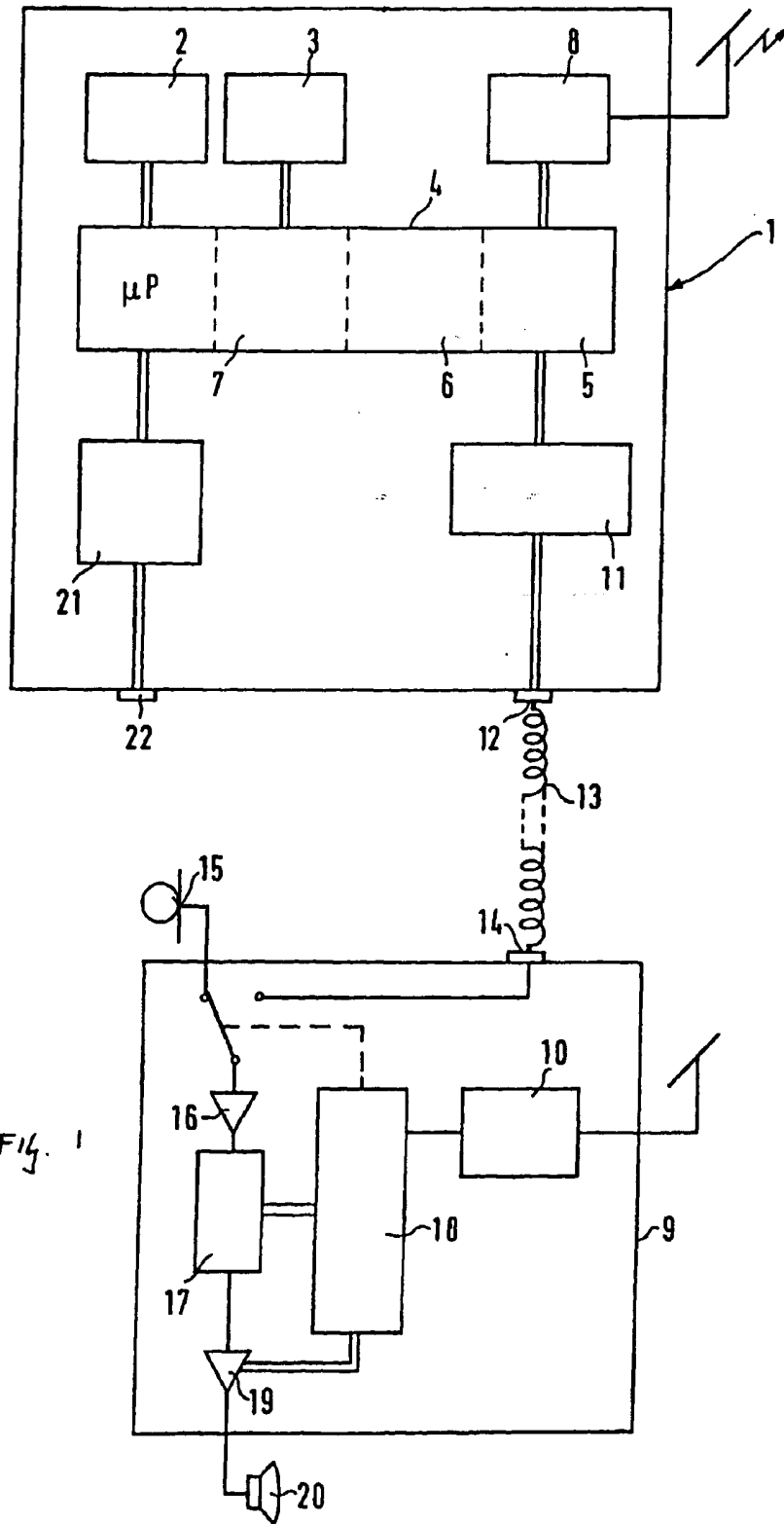


Fig. 1

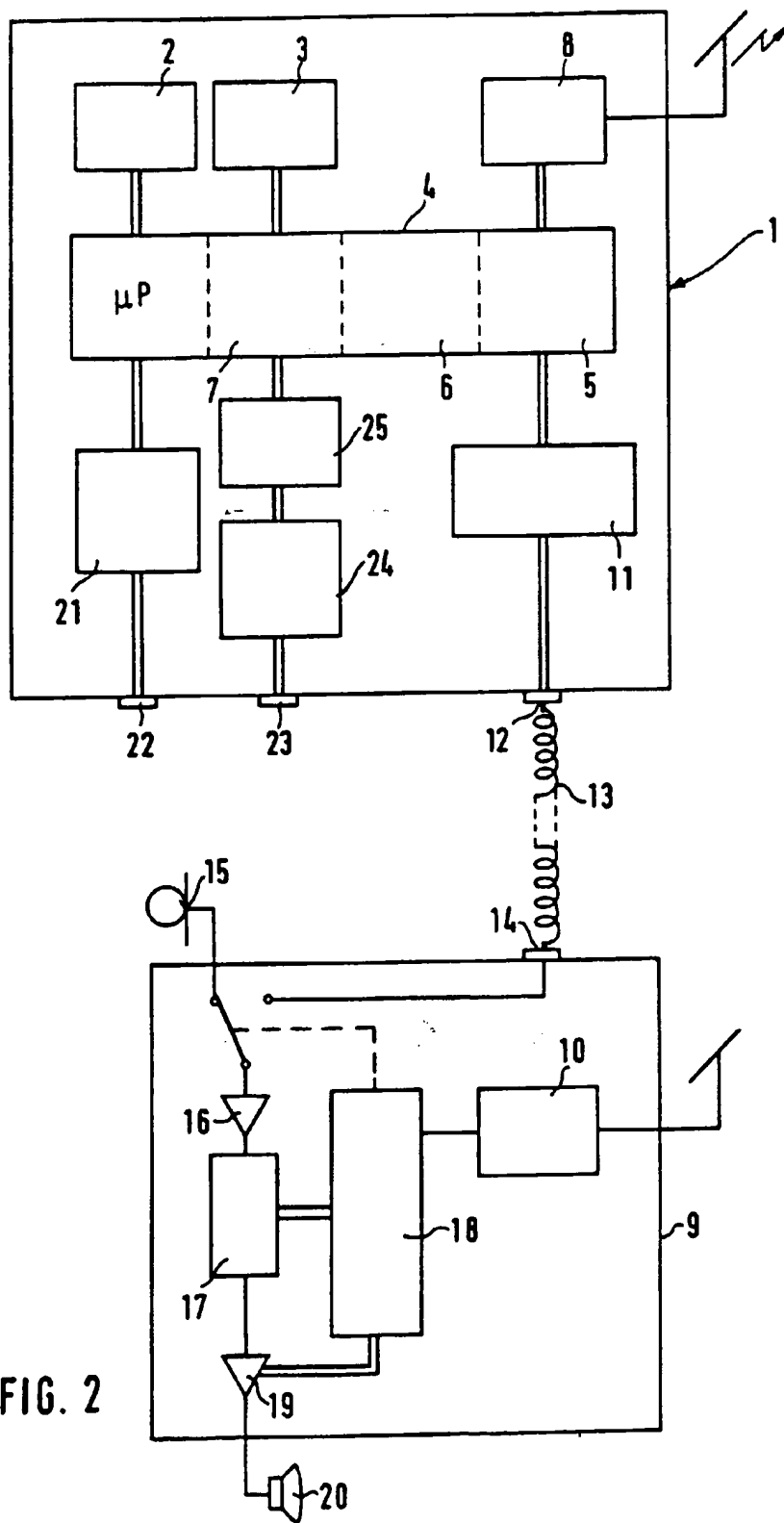


FIG. 2

THIS PAGE BLANK (USPTO)